Aus der Inneren Abteilung des Städt. Humboldt-Krankenhauses
Berlin-Reinickendorf
Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Inneren Abteilung:
Privatdozent Dr. med. habil. Johannes A. Schneider

ENTWICKLUNG UND ERPROBUNG EINES EINFACHEN ABLEITUNGSSYSTEMS MIT ZWEI BENACHBARTEN BRUSTWANDELEKTRODEN ZUR ELEKTROKARDIOGRAPHISCHEN SCHNELLDIAGNOSTIK VON MYOKARDINFARKTEN

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Dieter Finkewitz
aus Luckenwalde

1973

Aus der Inneren Abteilung des Städt. Humboldt-Krankenhauses
Berlin-Reinickendorf
Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Inneren Abteilung:
Privatdozent Dr. med. habil. Johannes A. Schneider

Entwicklung und Erprobung eines einfachen Ableitungssystems mit zwei benachbarten Brustwandelektroden zur elektrokardiographischen Schnelldiagnostik von Myokardinfarkten

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität
Berlin

vorgelegt von
Dieter Finkewitz
aus Luckenwalde

Referent: Priv. Doz. Dr. med. habil. J. A. Schneider

Korreferent: Professor Dr. R. Schröder

UNIV. LEIDEN BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 21. 12. 1973

Entwicklung und Erprobung eines einfachen Ableitungssystems mit zwei benachbarten Brustwandelektroden zur elektrokardiographischen Schnelldiagnostik von Myokardinfarkten

Disposition:

A. Technologie und Funktionsbeschreibung der Kleinkardioskope
B. Ableitetheoretische und vektorkardiographische Grundlagen unter besonderer Berücksichtigung der Ableitebedingungen bei gekrümmten Feldlinien
C. Infarktkriterien im konventionellen EKG
D. Modellversuche
E. Untersuchungen am Patienten
   1. Elektrodenanlage
   2. Vergleichende Untersuchungen an Hand von Beispielen
F. Ergebnisse
G. Zusammenfassung

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552710_0088

A. Technologie und Funktionsbeschreibung der Kleinkardioskope

Der technologische Fortschritt der letzten Jahre mit der Entwicklung integrierter Schaltkreise in der modernen Halbleitertechnik (4, 59) hat es möglich gemacht, komplizierte Elektronik auf kleinstem Raume unterzubringen.
Dieser Trend zur Miniaturisierung zeigt sich auch bei der Entwicklung von EKG-Geräten. Nachdem zunächst die Herstellung relativ leicht transportabler Koffergeräte möglich geworden war, wurden in letzter Zeit sehr handliche Kleinkardioskope gebaut, die mit einer Kathodenstrahlröhre ausgestattet sind. Mit ihnen ist es innerhalb weniger Sekunden durch einfaches Aufsetzen einer Dreibeinelektrodenplatte auf eine beliebige Stelle der Thoraxwand möglich, kardioelektrische Potentiale sichtbar zu machen (45, 46, 47, 48, 58, 91). Diagnostisch sind die Geräte zur Erkennung von Asystolien und Herzrhythmusstörungen einsetzbar. Darüberhinaus sind sie für eine netzbetriebene Dauerüberwachung mit allen herkömmlichen EKG-Ableitungen mittels Patientenkabel geeignet.

Sie lassen sich wegen ihres geringen Gewichtes und ihrer kleinen Abmessungen im Notarztwagen, in der Aufnahmestation, bei der Visite, in der ärztlichen Praxis oder bei Hausbesuchen leicht einsetzen.
Für den kurzzeitigen Gebrauch können sie mit Trockenbatterien betrieben werden, im Dauereinsatz über eine Autobatterie oder das Lichtnetz.
Die Bildröhre ist mit einer Skala zum Ablesen der Herzfrequenz ausgerüstet. Die Auslenkgeschwindigkeit des Kathodenstrahles auf dem Sichtschirm beträgt wahlweise 12,5, 25 oder 50 mm/sec. Die Empfindlichkeit läßt sich stufenlos bis zum Fünffachen der herkömmlicher EKG-Geräte einstellen.

Dokumentationsmöglichkeiten sind über einen Registrierausgang für magnetische Aufzeichnungen und EKG-Schreiber gegeben. Außerdem kann über einen angepaßten Tubus eine Polaroidkamera aufgesetzt werden, die Aufnahmen der EKG-Kurve mit sofortiger Entwicklung ermöglicht (Seite 6).
Gegenüber den herkömmlichen EKG-Apparaten bietet die Kabellosigkeit und die direkte Plazierung der Elektroden auf der Thoraxwand gewisse Vorteile.

Störeinflüsse durch vagabundierende Wechselstromfelder und Skelettmuskelpotentiale werden weitgehend vermieden.
Da für die Darstellung eines sauberen, diagnostisch gut verwertbaren Kurvenzuges nicht die absolute Größe des den Elektroden zugeführten EKG-Signals entscheidend ist, sondern das Verhältnis dieses Signals zu den störenden Fremdpotentialen, lassen sich auch kleine Potentiale sehr hoch verstärken.
Einen EKG-Schreiber allerdings können diese Kleinkardioskope nicht ersetzen, es sei denn, daß anstatt der Dreibeinelektrodenplatte die als Zubehör erhältlichen Kabel verwendet werden. Dann aber gingen die entscheidenden Vorzüge wieder verloren..

Die diagnostischen Möglichkeiten nehmen sich gemessen an dem elektronisch-technischen Aufwand gering aus, weil gerade die Diagnostik des Myokardinfarktes - eine der wichtigsten Aufgaben der Elektrokardiographie - mit solchen Geräten nicht möglich erscheint (47).
Dieser Zustand ist bedauerlich, zumal ein echter Bedarf an schneller Diagnostik (47, 87) besteht, denkt man an die überfüllten Wartezimmer in der ärztlichen Praxis.

Der zeitliche Aufwand einer EKG-Schreibung mit zwölf Ableitungen ist so groß, daß aus organisatorischen Gründen nicht immer gleich ein EKG aufgezeichnet werden kann.

Es besteht die Gefahr, daß Infarkte, die gar nicht selten im Beginn eine blande Symptomatik aufweisen, nicht erkannt werden (43).

Auch im nächtlichen Bereitschaftsdienst, im häuslichen Milieu des Patienten, ist es schwer, nur mit Stethoskop und Blutdruckmanometer ausgerüstet, eine verantwortungsvolle Diagnose zu stellen.

Berücksichtigt man, wie wichtig der Zeitpunkt der Infarkterkennung (69) für seine Prognose ist, erscheint es nur naheliegend, ein einfach zu handhabendes System zu entwickeln, das eine schnelle und sichere Infarktdiagnose gestattet und nicht aufwendiger als eine Blutdruckmessung ist.

Gelänge es, auch mit Kleinkardioskopen vertraute konventionelle EKG-Ableitungen zu erhalten, wäre eine leichte und sichere Infarktdiagnose möglich.

Ob allerdings überhaupt mit der Dreibeinelektrodenplatte - also mit benachbarten,

auf der Thoraxwand aufgesetzten Elektroden - EKG-Kurven abgeleitet werden können, die den konventionellen Ableitungen entsprechen, soll in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

(Beschrieben wurde das Kleinkardioskop Visicard 8 der Firma Hugo Sachs, welches uns als die technisch konsequenteste Lösung erscheint.)

B. Ableitetheoretische und vektorkardiographische Grundlagen unter besonderer Berücksichtigung der Ableitebedingungen bei gekrümmten Feldlinien.

Zur Lösung dieser Aufgabe bedienen wir uns ableitetheoretischer und vektorkardiographischer Überlegungen (17, 28, 56, 57, 71, 89, 92).

Das Herz verhält sich hinsichtlich der von der Körperoberfläche ableitbaren Potentiale wie ein elektrischer Dipol (15, 28, 31, 52, 53, 54, 72, 84, 90).

Dieses Dipolkonzept ist heute als brauchbare Arbeitshypothese allgemein anerkannt (15, 66, 68, 79, 84).

Der Dipol ist eine gerichtete physikalische Größe und gestattet deshalb seine Darstellung als Vektorpfeil (94).

Durch die Pfeilrichtung wird die Dipolstellung, durch die Pfeillänge die Dipolstärke gekennzeichnet (83, 89).

Der kardiale Dipol bewegt sich im Verlaufe einer Herzaktion so im Raume, daß der Vektorpfeil ständig Größe und Richtung ändert und die Pfeilspitze dabei eine Schleife beschreibt.

Diese Vektorschleife enthält somit die gesamte elektrokardiographische Information eines Herzzyklus.

Dabei wird von einem festen Nullpunkt des Vektors ausgegangen, wenn auch eine Nullpunktwanderung, besonders bei Schenkelblockbildern, als gesichert gelten darf (28, 44, 70).

Der Vektor projiziert sich auf die Ableitefeldlinie, die bei geradem Feldlinienverlauf durch den elektrischen Nullpunkt des Herzens verläuft (STALLMANN, 89) und die identisch ist mit der "effektiven Ableitungsachse" nach SCHAFFER (81) und der "Optimalen" nach GILLMANN (28).

Das Ableitefeld entspricht in seinem Feldlinienverlauf dem elektrischen Feld, das beim Anlegen einer elektrischen Spannung an die Ableiteelektroden entstehen würde. Wir setzen hierbei eine Vertauschbarkeit von Generator und Meßanordnung voraus, zu der wir auch nach dem "Helmholtzschen Reziprozitätstheorem" berechtigt sind (88, 89, 96).

Die Bedingung eines geraden Feldlinienverlaufs wird weder durch die Extremitätenableitungen nach EINTHOVEN, noch die Brustwandableitungen nach WILSON voll erfüllt.

EINTHOVEN hatte zur theoretischen Deutung der mit dem Extremitätenableitungssystem erhobenen Befunde das Konzept des gleichseitigen Dreiecks mit dem Herzen als Stromquelle im Mittelpunkt entwickelt, gleichzeitig aber auf die Abweichungen dieses Konzeptes von den tatsächlichen physikalischen Bedingungen hingewiesen (21).
Die wirkliche Lage der bei den Extremitätenableitungen entstehenden effektiven Ableitungsachsen wurde von BURGER untersucht und in einem üblicherweise nach ihm benannten nicht gleichwinkligen Dreieck dargestellt (7, 8, 10, 13, 14, 85).
Es zeigt sich also, daß sogar bei den konventionellen Ableitungen gekrümmte Ableitefeldlinien durch den elektrischen Nullpunkt des Herzens verlaufen und daß eine mit einer geraden Feldlinie identische "Optimale" als "Schulbeispiel" (GILLMANN) anzusehen ist (28).
Zur Entwicklung eines Ableitungssystems mit dicht beieinanderliegenden Elektroden benötigen wir einen genaueren Einblick in die Gesetzmäßigkeit stark gekrümmter Ableitefelder, die bei dieser Elektrodenanordnung zu erwarten sind.

Der Vektor projiziert sich auf die Tangente an jene Ableitefeldlinie, die durch den elektrischen Nullpunkt des Herzens verläuft. Diese Tangente entspricht also der "effektiven Ableitungsachse" nach SCHAFFER (81) bzw. der "Optimalen" nach GILLMANN (28).

Da durch den elektrischen Nullpunkt des Herzens unendlich viele gekrümmte Feldlinien verlaufen können, die alle die gleiche Tangente besitzen, und da jede Ableitung allein durch die Richtung ihrer effektiven Ableitungsachse gekennzeichnet ist, muß es für eine einzige Ableitung unendlich viele Elektrodenanordnungen geben.

Der in Abb. 1 schematisch dargestellte Feldlinienverlauf, bei dem alle Ableiteelektroden den gleichen Abstand vom elektrischen Nullpunkt des Herzens aufweisen, läßt sich natürlich nicht ohne weiteres auf die Ableitebedingungen am menschlichen Körper übertragen.

Die Exzentrizität des elektrischen Herzmittelpunktes (8, 13, 14, 21, 22, 31, 65) einerseits und die besondere Form der Körperoberfläche andererseits machen es unmöglich, allein durch theoretische Überlegungen das zwei Elektroden zugehörige

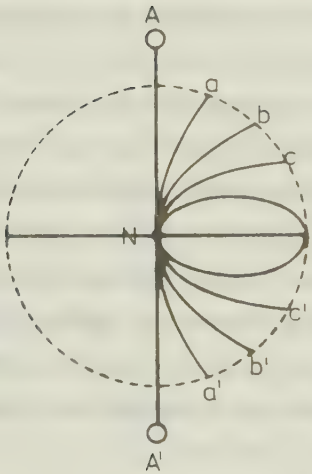


Abb. 1 (modifiziert nach Gillmann)
Die Ableitungen aa' bis cc' haben im elektrischen Nullpunkt N des Herzens die gleiche Richtung ihrer effektiven Ableitungsachsen wie die Ableitung AA'.

Ableitefeld zu bestimmen.
Bevor nun eine Klärung dieser Frage mittels Modellversuchen unternommen wird, muß überlegt werden, welchen der üblichen EKG-Ableitungen für eine Infarktschnelldiagnose der größte Wert beigemessen werden kann.

C. Infarktkriterien im konventionellen EKG

Die Deutung des konventionellen EKG, die sich hauptsächlich auf die Beschreibung des formalen Kurvenzuges stützt (LEMMERZ, 51), benutzt zur Infarktdiagnose drei in ihrer zeitlichen Aufeinanderfolge charakteristische Veränderungen, die bei Infarkten, welche die diaphragmale Hinterwand und die anteroseptale Vorderwand des linken Ventrikels betreffen oder miteinbeziehen, besonders deutlich in Erscheinung treten.

Diesen Infarkten kommt praktisch die größte Bedeutung zu. Infarkte anderer Lokalisation sind bei intakter diaphragmaler Hinterwand und anteroseptaler Vorderwand oftmals nur durch eine sorgfältige elektrokardiographische Verlaufskontrolle oder das Vektorkardiogramm zu diagnostizieren (1, 2, 3, 11, 12, 18, 19, 27, 29, 30, 33, 34, 38, 39, 54, 55, 60, 61, 62, 63, 67, 74, 75, 76, 77, 86, 92, 93, 97).

Als infarkttypische Veränderungen finden sich:

1. im subakuten, reaktiven und Narbenstadium ein durch die Myokardnekrose bedingter Potentialverlust, der beim

diaphragmalen Hinterwandinfarkt durch ein tiefes und breites Q in den Ableitungen III, aVF und evtl. II (sogenanntes PARDEE-Q) sowie beim anteroseptalen Vorderwandinfarkt durch einen R-Verlust in den Ableitungen V_1 bis V_3 gekennzeichnet ist (32, 36, 37, 50, 82, 92);
2. im akuten und subakuten Stadium eine charakteristische ST-Elevation, die von LICHTLEN als überwiegende Hyperpolarisation der Herzmuskelaußenschichten gedeutet wird (57);
3. im subakuten und reaktiven Stadium eine Veränderung der Repolarisation in der Umgebung des Infarktbezirkes, kenntlich an einer zunehmenden terminalen T-Negativierung in den entsprechenden Ableitungen.

Unter 58 Fällen mit gesichertem Myokardinfarkt, die auf einer internen Männerstation des Städtischen Humboldt-Krankenhauses beobachtet wurden, fanden sich 41 (=71%), bei denen entweder die diaphragmale Hinterwand oder die anteroseptale Vorderwand miteinbezogen war. Nur bei diesen Lokalisationen war durch eine einmalige Registrierung der EINTHOVEN-,

GOLDBERGER- und Brustwandableitungen nach WILSON eine sichere elektrokardiographische Infarktdiagnose bei der Klinikaufnahme möglich (42).

Infarkte, die ausschließlich im antero- und posterolateralen Bereich des linken Ventrikels lokalisiert sind, lassen sich im subakuten Stadium aus der ST-Elevation in den entsprechenden Ableitungen diagnostizieren. Die ST-Hebung ist in den meisten Fällen jedoch so flüchtig, daß in der Praxis die Infarktdiagnose nur aus dem Verlauf zu stellen ist.

Dieses Ergebnis ist für unsere Untersuchungen von großer praktischer Bedeutung. Wenn nämlich nur Infarkte, die die diaphragmale Hinterwand oder die anteroseptale Vorderwand miteinbeziehen, überhaupt einer elektrokardiographischen Frühdiagnose zugänglich sind, würden die Ableitungen aVF oder III bzw. V_2 oder V_3 ausreichen, um 71 % der Fälle zu erfassen.

Damit ist unsere Aufgabe fest umrissen. Entsprechend den Maßen der Dreibeinelektrodenplatte gilt es, von jeweils 6,0 cm entfernten Ableitungspunkten auf der Thoraxoberfläche Ableitungen zu erhalten, die den Ableitungen aVF oder III bzw. V_2 oder V_3 entsprechen.

D. Modellversuche

Modellversuche wurden bei der Erforschung der theoretischen Grundlagen der Vektorkardiographie und der für die Vektorkardiographie bedeutsamen orthogonalen Ableitungssysteme vorgenommen.
Durch Einführen eines künstlichen Dipols an der Leiche konnten schon WILSON et al. (95) sowie MEYER und HERR (64) eine für die Praxis hinreichende Genauigkeit der Dipoltheorie nachweisen.
FRANK benutzte bei seinen Untersuchungen zur Frage der Dipolexzentrizität und der Annahme eines festen Dipols homogene Torsomodelle (22, 23, 24, 31).
BRODY et al. verwendeten bei ihren Studien, die sich vorwiegend mit dem Konzept des "Burgerschen Dreiecks" befaßten, homogene zweidimensionale Körpermodelle und leitfähiges Spezialpapier (7, 8, 9, 10).

Für unsere Untersuchungen konnten wir uns auf zweidimensionale Modelle der Frontal- und Horizontalebene beschränken.
Nach Gipsabdrücken und Röntgenbildern stellten wir entsprechende Umrißformen her, die wir mit einem kochsalzhaltigen Gelatine-Gel ausgossen.

Als künstlichen Dipol benutzten wir zwei im Abstand von zwei Zentimetern auf einem Kunststoffplättchen angebrachte Elektroden, die sich um den Mittelpunkt ihrer Verbindungslinie drehen ließen und denen von einem astabilen Multivibrator erzeugte Rechteckimpulse zugeleitet wurden.
Die von den Meßelektroden abgegriffenen Spannungen wurden einem Kathodenstrahloszillographen als Spannungsmeßgerät mit hohem Eingangswiderstand (10 MΩ) zugeführt.

Versuch 1:
(Ableitungsachse für aVF bei geradem Feldlinienverlauf, dargestellt in der Frontalebene)
Wie aus der Abb. 2 zu ersehen ist, befindet sich der Mittelpunkt des Dipols am Ort des elektrischen Nullpunktes des Herzens auf der genau in der Längsachse des Körpers verlaufenden Verbindungslinie zwischen den beiden Meßelektroden, die der effektiven Ableitungsachse für aVF bei geradem Ableitefeldlinienverlauf entspricht.

Die Bestimmung der Lage des elektrischen Nullpunktes des Herzens ist eines der zentralen Probleme der elektrokardiographischen

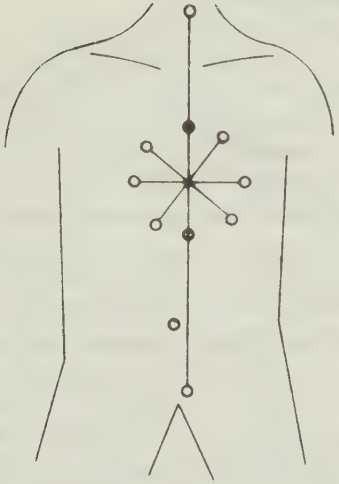


Abb. 2 Frontalschnitt des menschlichen Körpers (modifiziert nach Schaub)

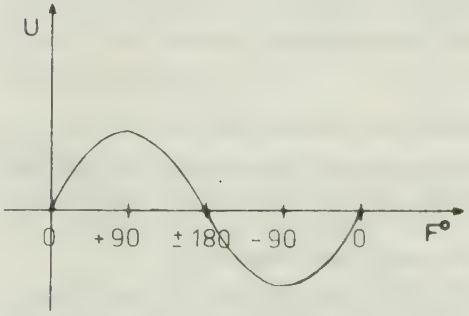


Abb. 3

Forschung gewesen (FRANK).
Während JOUVE und Mitarbeiter den elektrischen Nullpunkt des Herzens in Höhe einer transversalen Ebene annehmen, die durch das Ende der vorderen vierten Rippe verläuft (40, 41), befindet er sich nach FRANK beim liegenden Menschen in Höhe des vierten Interkostalraumes wenige Zentimeter links von der mittleren Sagittalebene und vor einer Ebene, die durch beide Medioaxillarlinien gelegt ist. Dies wurde durch zahlreiche Untersuchungen bestätigt (6, 16, 20, 23, 25, 26, 31, 35, 65, 73, 78, 80).

Die Dipolstellung in der Frontalprojektion wird wie international üblich bezeichnet (5). Als 0^{o} gilt die Horizontallage des Dipols mit nach links gerichteter Positivität. Winkelabweichungen nach unten erhalten ein positives, solche nach oben ein negatives Vorzeichen.
Werden die in Abhängigkeit von der Dipolstellung gemessenen Spannungen in einem kartesischen Koordinatensystem eingetragen, so erhalten wir eine Sinuskurve. Die Projektion des vektoriell dargestellten Dipols auf die Ableitungsachse ist gleich dem Sinus des Winkels,

der von beiden gebildet wird.
Bei 0° und 180° - das heißt bei senkrecht auf der Ableitungsachse stehendem Dipol - kann keine Spannung abgegriffen werden.
Bei $+ 90^{\circ}$ erfolgt der höchste positive, bei $- 90^{\circ}$ der höchste negative Ausschlag (Abb. 3).
Eine Sinuskurve dieser Phasenlage ist charakteristisch für die Ableitung aVF.
Erhalte ich von zwei anderen als den eben benutzten Ableitepunkten einen phasengleichen Kurvenverlauf, so kann daraus geschlossen werden, daß auch diese gekrümmten Ableitefeldlinien im elektrischen Nullpunkt des Herzens genau die Richtung der effektiven Ableitungsachse von aVF aufweisen.

Versuch 2:
(Ableitungsachse der Ableitung III nach EINTHOVEN in der Frontalebene)
Die Abb. 4 zeigt, daß der Dipolmittelpunkt mit dem elektrischen Nullpunkt des Herzens zusammenfällt und auf der Verbindungslinie der Meßelektroden liegt.
Diese Meßstrecke ist identisch mit der effektiven Ableitungsachse der Ableitung III, wenn sie mit der Horizontalebene

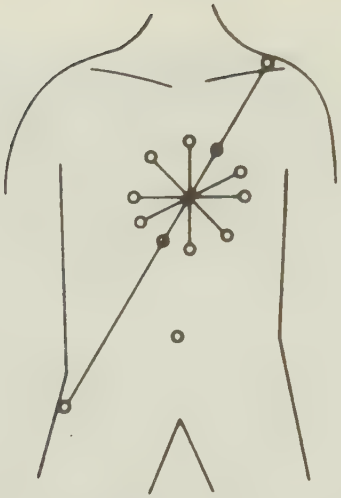


Abb. 4 Frontalschnitt des menschlichen Körpers (modifiziert nach Schaub)

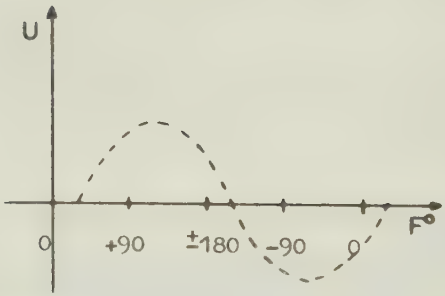


Abb. 5

einen Winkel von + 120° bildet.
Die gemessenen Spannungsbeträge werden wieder in ein Koordinatensystem eingetragen. Wiederum entsteht ein sinusförmiger Kurvenverlauf.
Bei + 30° und - 150° ist die gemessene Spannung 0, bei + 120° und - 60° ist die abgegriffene Spannung maximal (Abb. 5). Diese Sinuskurve ist charakteristisch für die Ableitung III. Gegenüber der Ableitung aVF ist sie in der Phase um 30° verschoben.

Die folgenden Modellversuche wurden auf dem Frontalschnitt mit 6,0 cm voneinander entfernten Meßelektroden durchgeführt. Für jede Elektrodenpaarung (markiert ist die Lage der negativen Elektrode, Abb. 6) wurde die zugehörige Sinuskurve ermittelt, deren Phase charakteristisch für die Richtung der effektiven Ableitungsachse ist.
Wird deren Richtung (F°) als Funktion der Elektrodenlage in ein Koordinatensystem eingetragen, entsteht die in Abb. 7 dargestellte Kurve.
Die schraffierte Fläche unter der Kurve kennzeichnet das Areal zwischen den Ableitungen aVF und III.

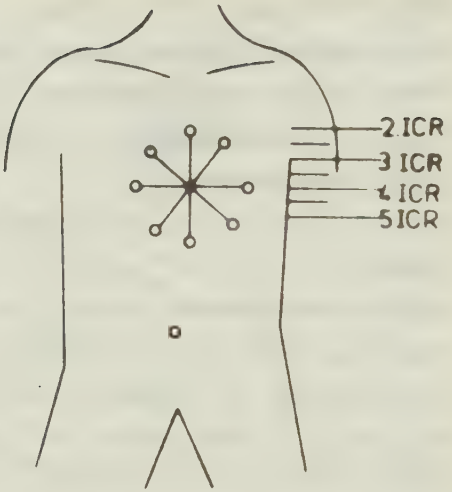


Abb. 6 Frontalschnitt des menschlichen Körpers (modifiziert nach Schaub)

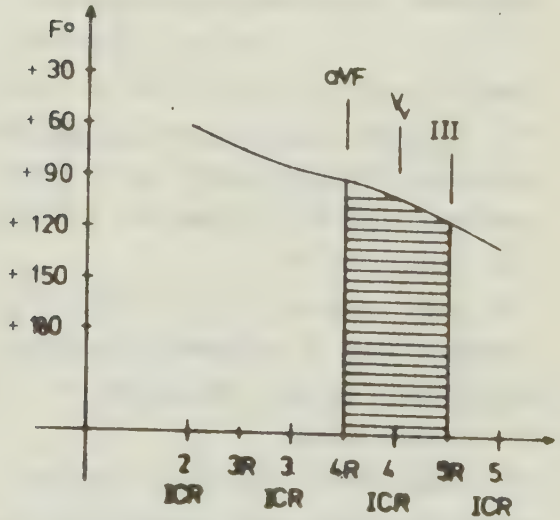


Abb. 7

Dies gerade ist der gewünschte Bereich, denn hier stellen sich die typischen Formmerkmale des diaphragmalen Hinterwandinfarktes dar.
Wie aus der Abb. 7 zu ersehen ist, liegt der von uns gewählte Abgriff im schraffierten Feld zwischen den Ableitungen aVF und III. Die negativ markierte Elektrode ist im vierten Interkostalraum plaziert. Abweichungen der Elektrodenlage, die sich in den Grenzen zwischen der vierten und fünften Rippe halten, sind möglich, weil sie im Optimalbereich zwischen den Ableitungen aVF und III liegen.
Da die beiden Brustwandelektroden vertikal zueinander angeordnet sind, soll diese Ableitung V_v genannt werden.

Versuch 3:
(Ableitungsachsen für V_2 und V_3 in der Horizontalebene)
Elektrischer Nullpunkt des Herzens und Dipolmittelpunkt fallen wiederum zusammen und liegen auf einer Geraden zwischen den Ableiteelektroden. Diese Gerade hat den gleichen Verlauf wie die effektive Ableitungsachse der Ableitung V_2 (Abb. 8).

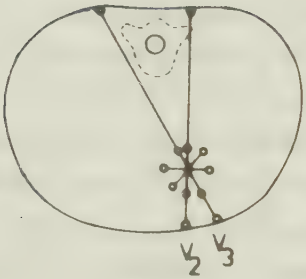


Abb. 8 Horizontalschnitt des menschlichen Körpers (modifiziert nach Gillmann)

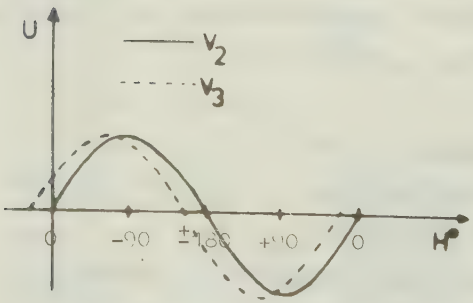


Abb. 9

Auch in der Horizontalprojektion wird die Lage des Dipols mit nach links gerichteter Positivität als 0° bezeichnet. Bewegungen des Dipols nach vorn werden mit einem negativen Vorzeichen, Dipolbewegungen nach hinten mit einem positiven Vorzeichen versehen (5).

Die effektive Ableitungsachse der Ableitung V_2, die genau von dorsal nach ventral verläuft, weist somit einen Winkel von -90° auf (Abb. 8).

Analog den Versuchen 1 und 2 werden die gemessenen Spannungen in ein Koordinatensystem eingetragen. Die Phase der resultierenden Sinuskurve kennzeichnet die Ableitung V_2 (Abb. 9).

In einem weiteren Versuch wird die für die Ableitung V_3 charakteristische Sinuskurve ermittelt und aufgezeichnet. Die Abb. 9 zeigt, daß sie gegenüber V_2 eine Phasenverschiebung von 30° besitzt.

Es wurden nun Versuche auf dem Horizontalschnitt mit 6,0 cm voneinander entfernten Ableiteelektroden durchgeführt.
Für jede Elektrodenpaarung (markiert ist wiederum die Lage der negativen Elektrode, Abb. 10) wurde die dazugehörige Sinuskurve mit ihrer charakteristischen Phasenlage (H^{o}) ermittelt und deren Winkel als Funktion der Elektrodenlage in ein Koordinatensystem eingetragen.
Die in Abb. 11 dargestellte Kurve zeigt, daß bei der Lage der negativen Elektrode in der mittleren Axillarlinie (MAL) eine der Ableitung V_3 entsprechende Phasenlage festzustellen war.
Bei Plazierung der negativen Elektrode in der vorderen Axillarlinie (VAL) wurde Phasengleichheit mit der Ableitung V_2 registriert.
Das schraffierte Feld zwischen den Ableitungen von der vorderen und mittleren Axillarlinie kennzeichnet den Bereich, in welchem sich die Formmerkmale des Anteroseptalinfarktes optimal darstellen.
Wir haben uns für eine Ableitung entschieden, die der Ableitung V_2 entspricht.
Die negative Ableiteelektrode liegt bei dieser Ableitung in der vorderen Axillarlinie (VAL).

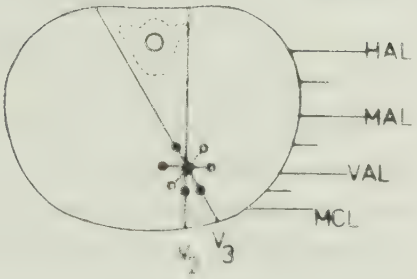


Abb. 10 Horizontalschnitt des menschlichen Körpers (modifiziert nach Gillmann)

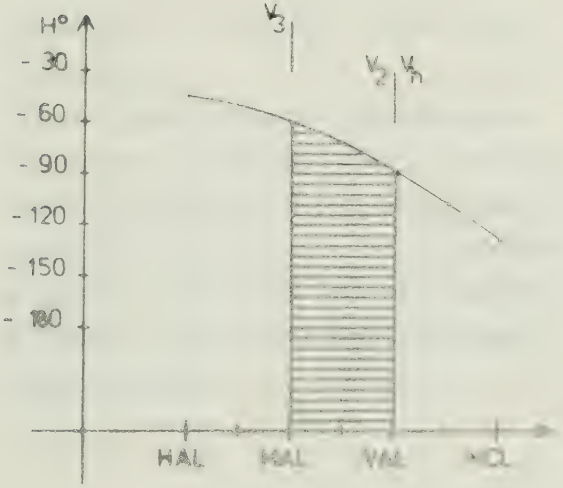


Abb. 11

Wegen der horizontalen Anordnung der Ableiteelektroden soll für diese Ableitung die Bezeichnung V_h eingeführt werden.

E. Untersuchungen am Patienten

Es ist nun die Aufgabe, die oben entwickelte Arbeitshypothese durch konkrete Beispiele aus der klinischen Kardiologie praktisch zu untermauern.

Dazu wurden bei Neuaufnahmen mit Infarktverdacht auf der Inneren Abteilung des Städtischen Humboldt-Krankenhauses neben dem Routine-EKG Ableitungen mit benachbarten Brustwandelektroden aufgezeichnet und vergleichende Untersuchungen vorgenommen.

Aus Dokumentationsgründen wurden EKG-Direktschreiber benutzt, ihre Saugelektroden aber auf der Thoraxoberfläche so angebracht, daß sie den gleichen Abstand aufwiesen wie die Elektroden des bei uns gebräuchlichen Kleinkardioskopes.

Bei der Durchführung der Untersuchungen am Patienten bestätigten sich die bei den Modellversuchen gewonnenen Erkenntnisse. Darüberhinaus konnte auch der Anforderung an die Einfachheit des Systems, indem eine Elektrode fest plaziert wurde, Rechnung getragen werden.

1. Elektrodenanlage

Als gemeinsamer Fixationsort für die rot markierte Elektrode (negativer Eingang am Kleinkardioskop) konnte sowohl für die Ableitung V_v als auch für die Ableitung V_h der parasternal bestimmte vierte Interkostalraum in der linken vorderen Axillarlinie festgelegt werden.
Die grün markierte Elektrode (positiver Eingang am Gerät) befand sich im vorgegebenen Abstand für V_v unterhalb auf der linken vorderen Axillarlinie, für V_h medial der rot markierten Elektrode in der Horizontalebene (Abb. 12 bis 15).

Abb. 12 Plazierung der Elektroden für die Ableitung V_V.
Durch die kleinen Klebeplättchen sind die vordere Axillarlinie und die Höhe des parasternal bestimmten vierten Interkostalraumes gekennzeichnet. Am Schnittpunkt liegt das mit "R" bezeichnete große Klebeplättchen (Ort der rot markierten negativen Elektrode). Das mit "G" bezeichnete große Klebeplättchen gibt die Lage der grün markierten positiven Elektrode an.

Abb. 13 Anlegung des Kleinkardioskopes für die Ableitung V_v.

Die rot markierte negative Elektrode des Kleinkardioskopes befindet sich am Orte des mit "R" bezeichneten großen Klebeplättchens, der grün markierte positive Eingang des Gerätes an der Stelle des mit "G" gekennzeichneten großen Klebe-
[illegible].

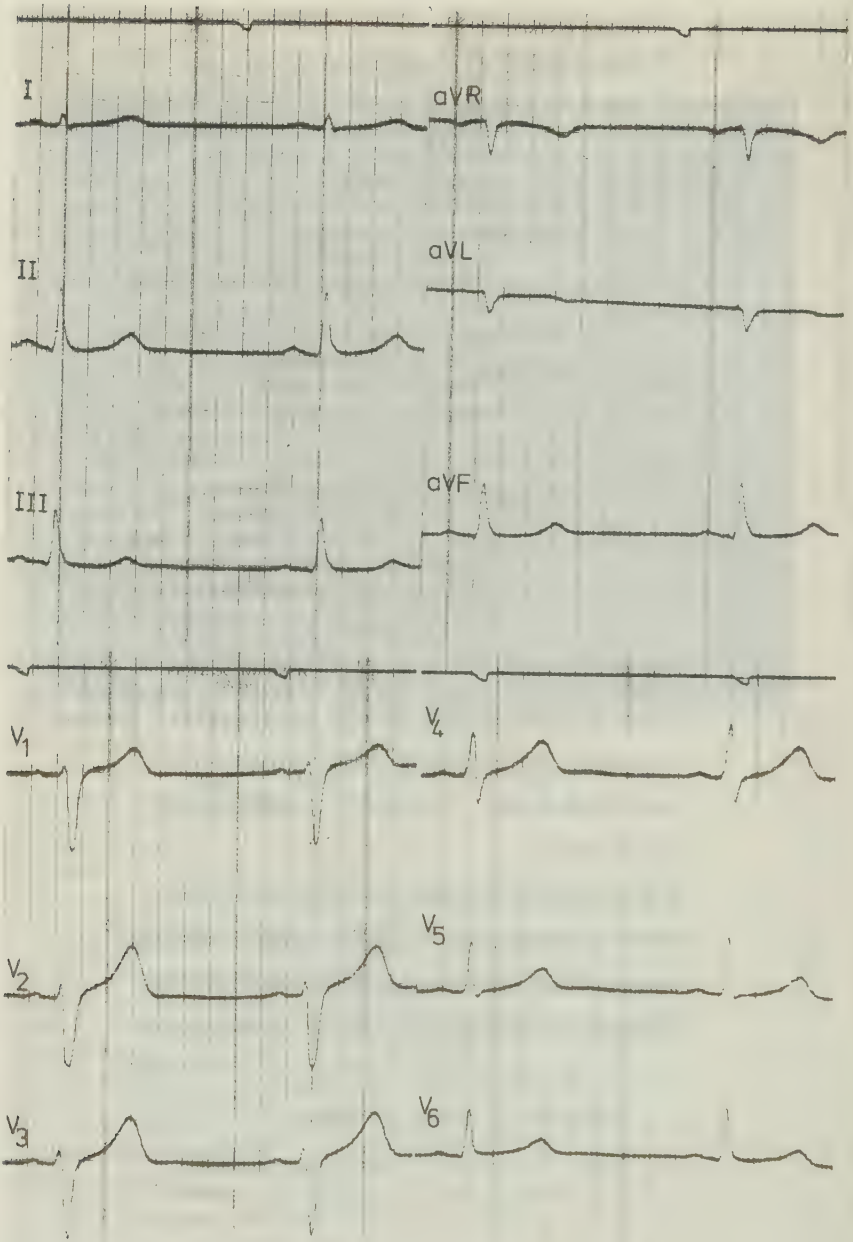
Abb. 14 Plazierung der Elektroden für die Ableitung V_h.
Durch die kleinen Klebeplättchen sind die vordere Axillarlinie und die Höhe des parasternal bestimmten vierten Interkostalraumes gekennzeichnet. Am Schnittpunkt liegt das mit "R" bezeichnete große Klebeplättchen (Ort der rot markierten negativen Elektrode). Das mit "G" bezeichnete große Klebeplättchen gibt die Lage der grün markierten positiven Elektrode an.

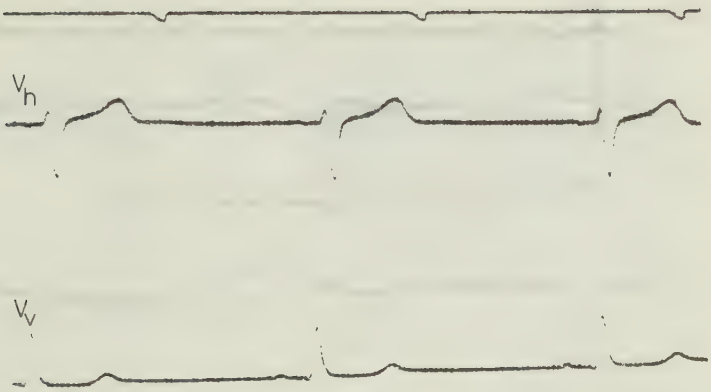
Abb. 15 Anlegung des Kleinkardioskopes für die Ableitung V_h.

Die rot markierte negative Elektrode des Kleinkardioskopes befindet sich am Orte des mit "R" bezeichneten großen Klebeplättchens, der grün markierte positive Eingang des Gerätes an der Stelle des mit "G" gekennzeichneten großen Klebeplättchens.

2. Vergleichende Untersuchung an Hand von Beispielen

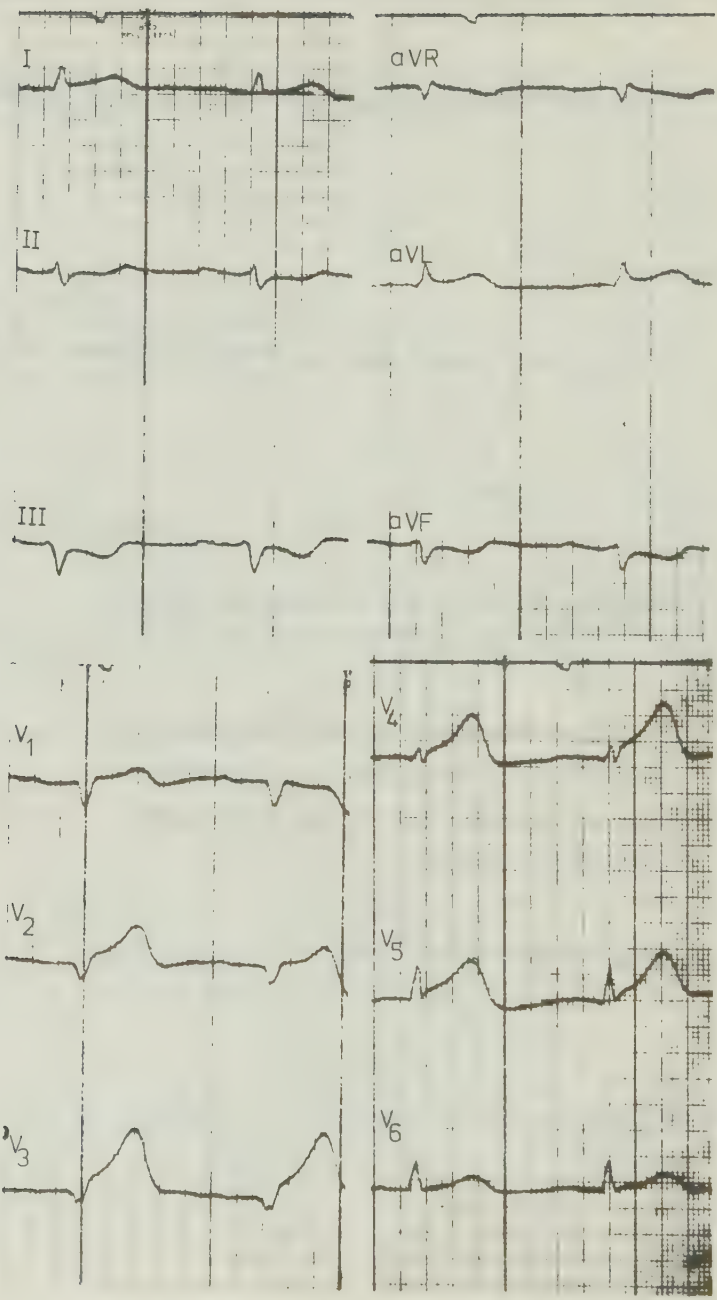
Im Jahre 1972 wurden auf der Inneren Abteilung des Städtischen Humboldt-Krankenhauses bei 46 Patienten mit durch das konventionelle EKG gesichertem Myokardinfarkt neben den 12 Routineableitungen die oben beschriebenen Ableitungen V_v und V_h aufgezeichnet und auf das übereinstimmende Vorhandensein von Infarktmerkmalen untersucht.
Zusätzlich wurden bei 50 Patienten, die klinisch und elektrokardiographisch mit Sicherheit keinen Hinweis für einen Infarkt boten, ebenfalls die Ableitungen V_v und V_h geschrieben und mit den entsprechenden Ableitungen des Routine-EKG verglichen.
Ein falsch positiver Befund konnte bei dieser Versuchsserie nicht erhoben werden.
Im folgenden sollen einige Beispiele zur Veranschaulichung aufgezeigt werden.

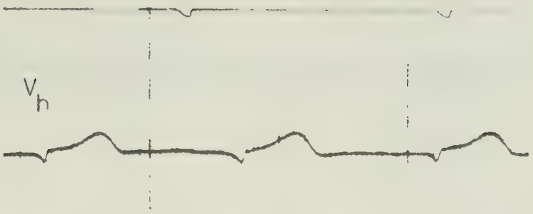

I
aVR
II
aVL
III
aVF
V1
V4
V2
V5
V3
V6



Beispiel 1: EKG eines herzgesunden jungen Mannes

Es ist zu erkennen, daß die Ableitung V_h weitgehend der Ableitung V_2 entspricht, während die Ableitung V_v den Ableitungen aVF und III ähnelt.

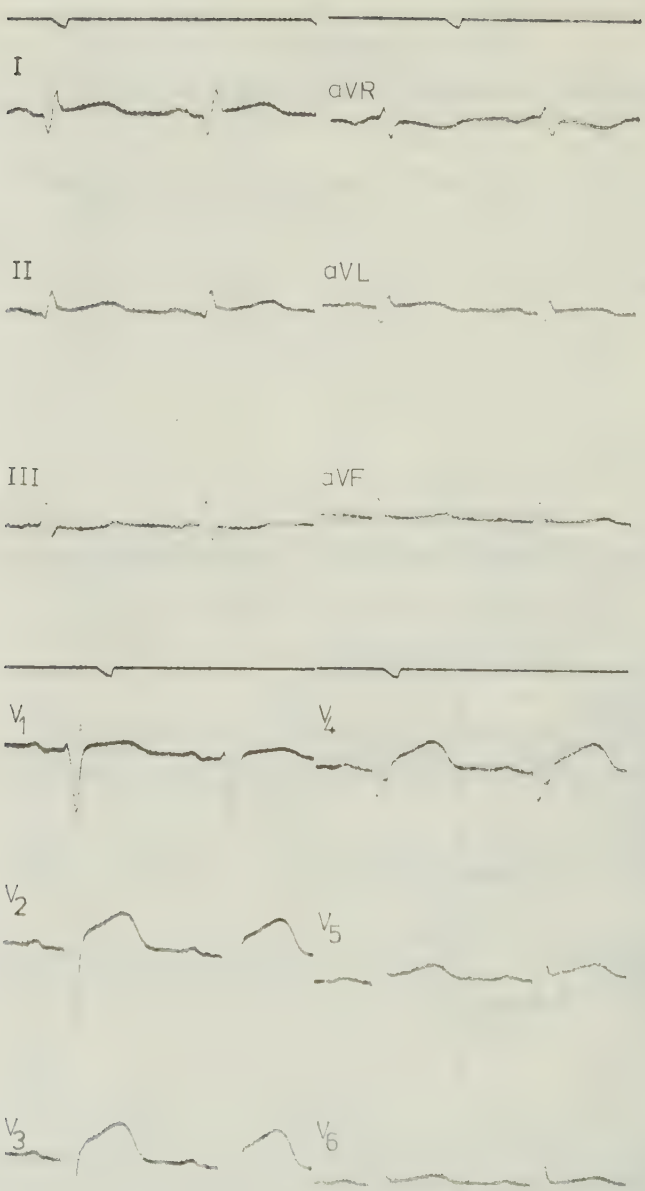

I
II
III
aVR
aVL
aVF
V1
V2
V3
V4
V5
V6

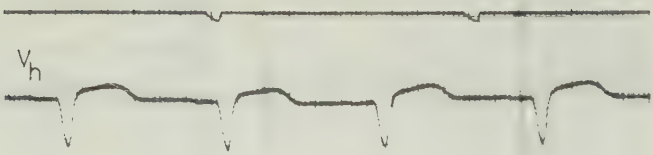


Beispiel 2: [illegible]

Potentialverlust in den Ableitungen V_1 bis V_4, ausgeprägte ST-Elevation in den Ableitungen V_1 bis V_5, T hoch positiv in V_1 bis V_5.
Die gleichen Formmerkmale finden sich auch in der Ableitung V_h.

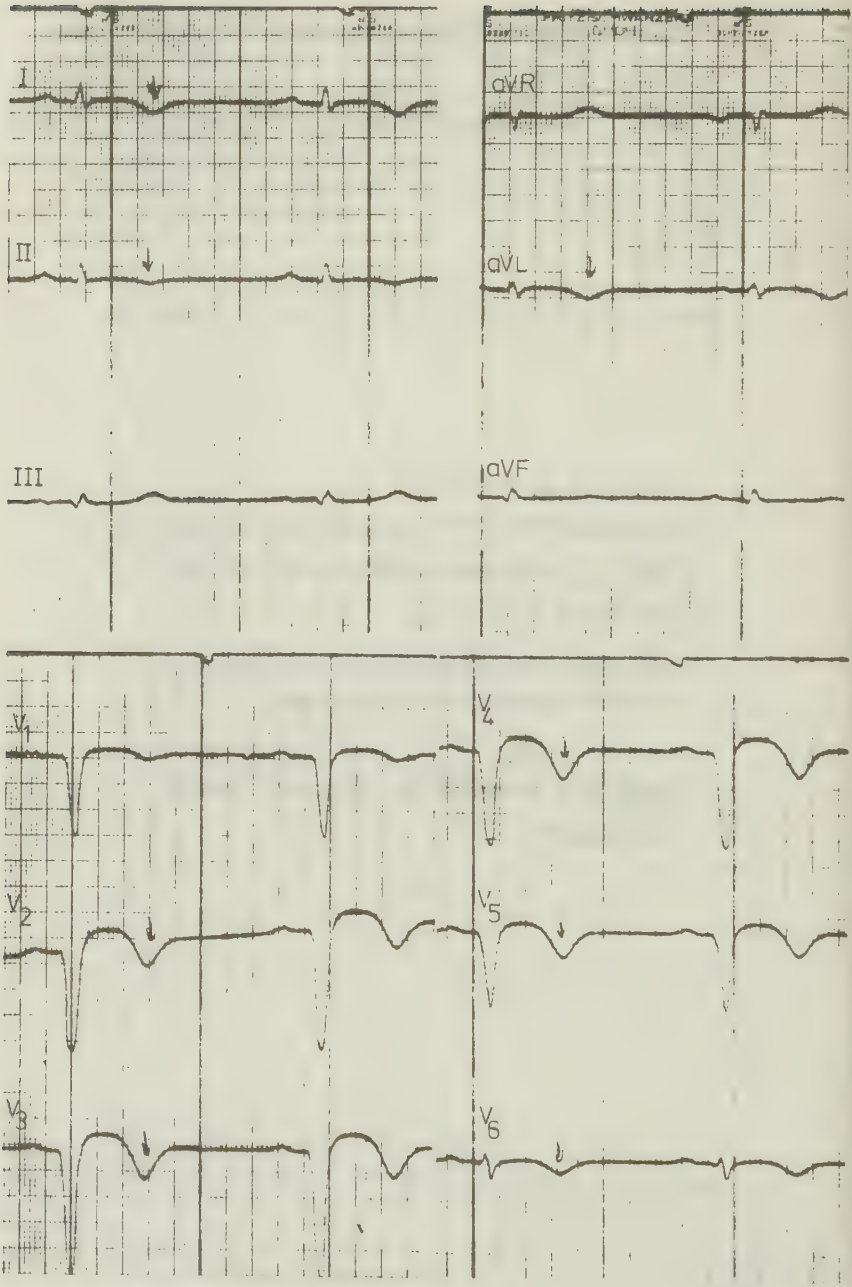
Diagnose: ausgedehnter frischer Vorderwandinfarkt.

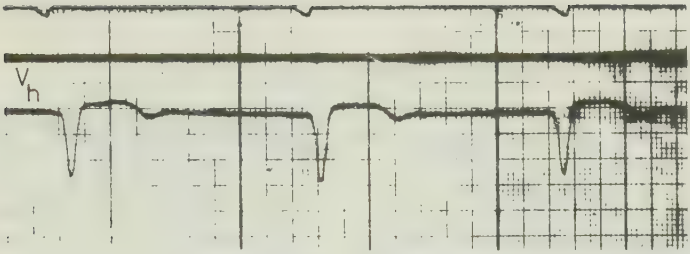

I
aVR
II
aVL
III
aVF
V1
V4
V2
V5
V3
V6



Beispiel 3: Pat. W. F.
Potentialverlust in den Ableitungen V_2 bis V_4, deutliche ST-Hebung in den Ableitungen V_2 bis V_6.
Die Ableitung V_h zeigt die gleichen infarkttypischen Veränderungen.

Diagnose: ausgedehnter frischer Vorderwandinfarkt.

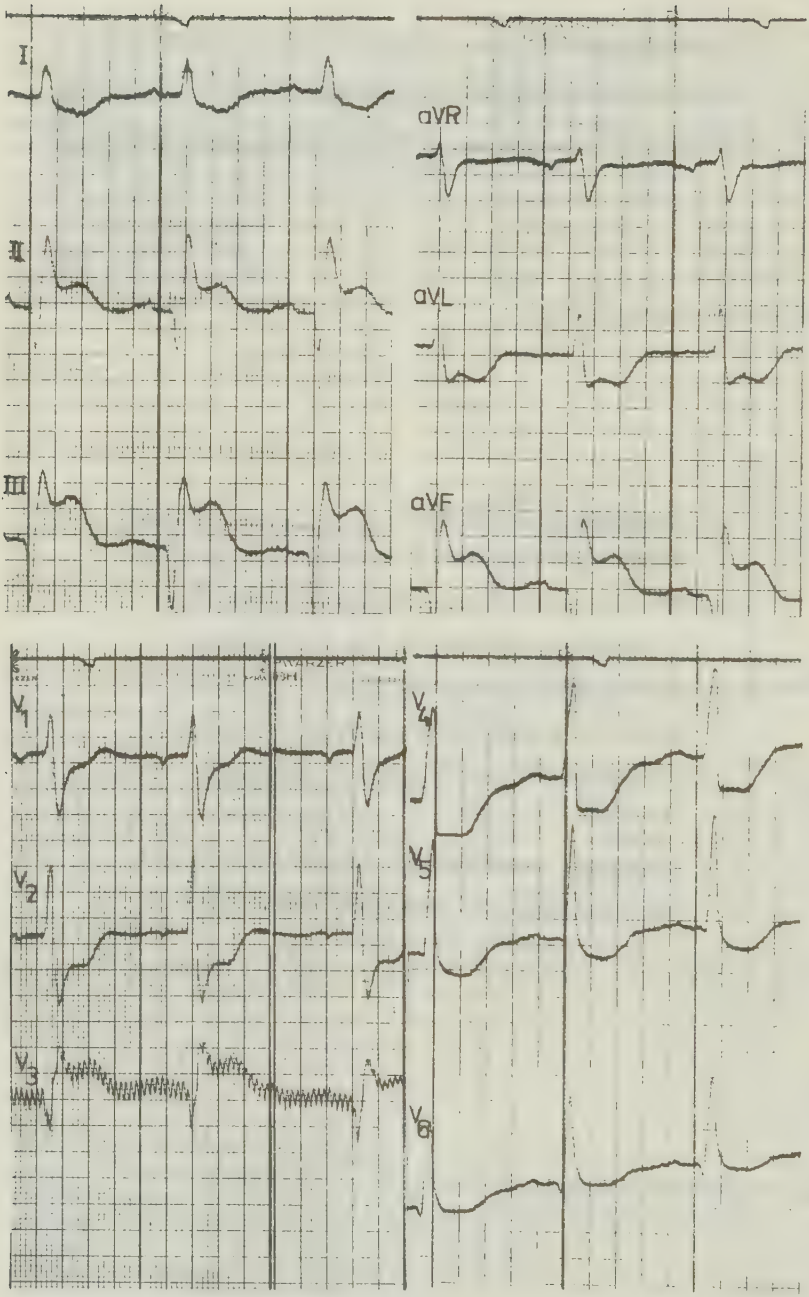

I
II
III
aVR
aVL
aVF
V1
V2
V3
V4
V5
V6

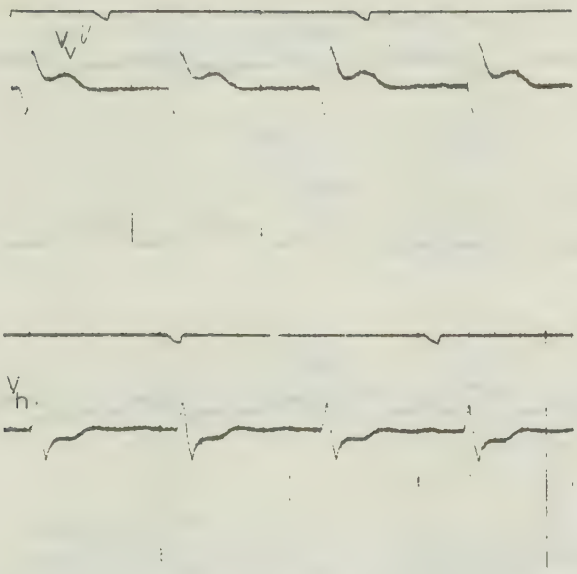


Beispiel 4: Pat. K. K.

QS-Komplexe in den Ableitungen V_1 bis V_5,
ST-Elevation in I, aVL sowie V_1 bis V_5,
T terminal negativ in den Ableitungen
I, II, aVL und V_1 bis V_6.
Auch in V_h kehren die charakteristischen
Formmerkmale des Infarktes wieder.

Diagnose: ausgedehnter Vorderwandinfarkt
im subakuten bis reaktiven Stadium.


I
II
III
aVR
aVL
aVF
V1
V2
V3
V4
V5
V6

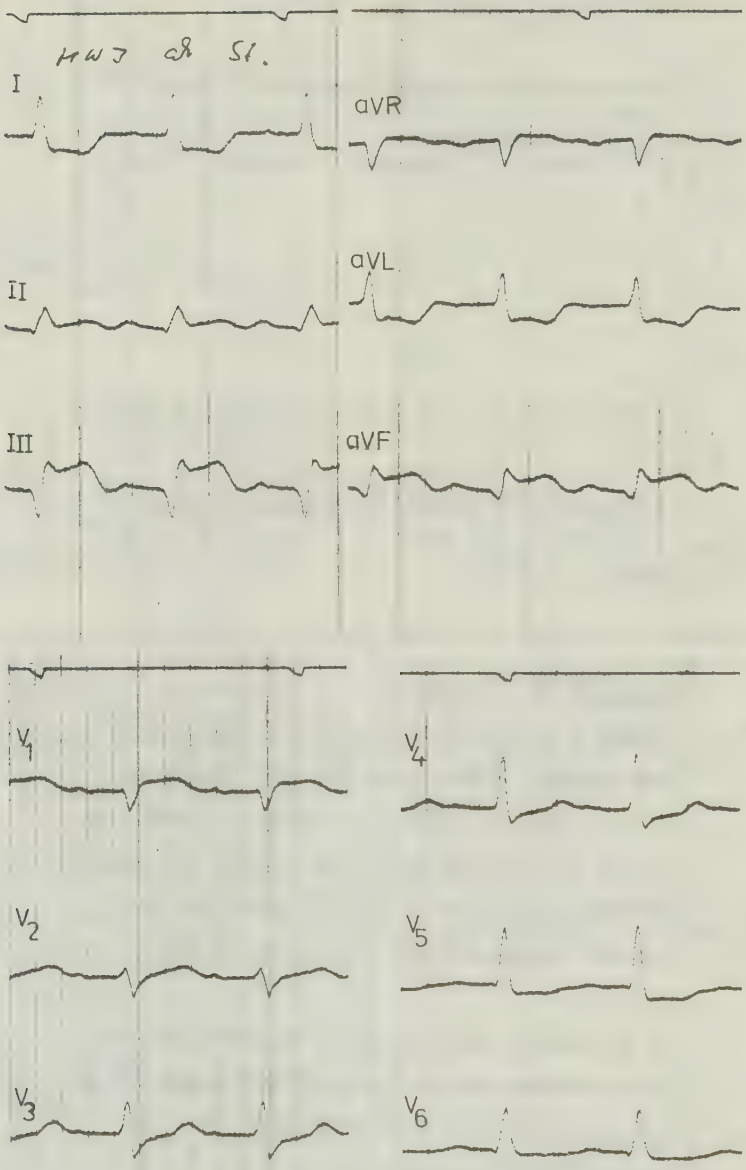


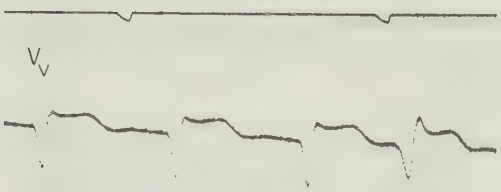
Beispiel 5: Pat. M. F.

Tiefes Q in den Ableitungen II, III und aVF, ausgeprägte ST-Elevation in den Ableitungen II, III und aVF, spiegelbildliche ST-Senkung in den rechts-praekordialen WILSON-Ableitungen als Ausdruck einer Mitbeteiligung der hochbasalen Hinterwand, T hoch positiv in II, III und aVF.

In V_v kommen die typischen Formmerkmale des Hinterwandinfarktes deutlich zur Darstellung. V_h zeigt die gleiche spiegelbildliche ST-Senkung wie die Ableitung V_2.

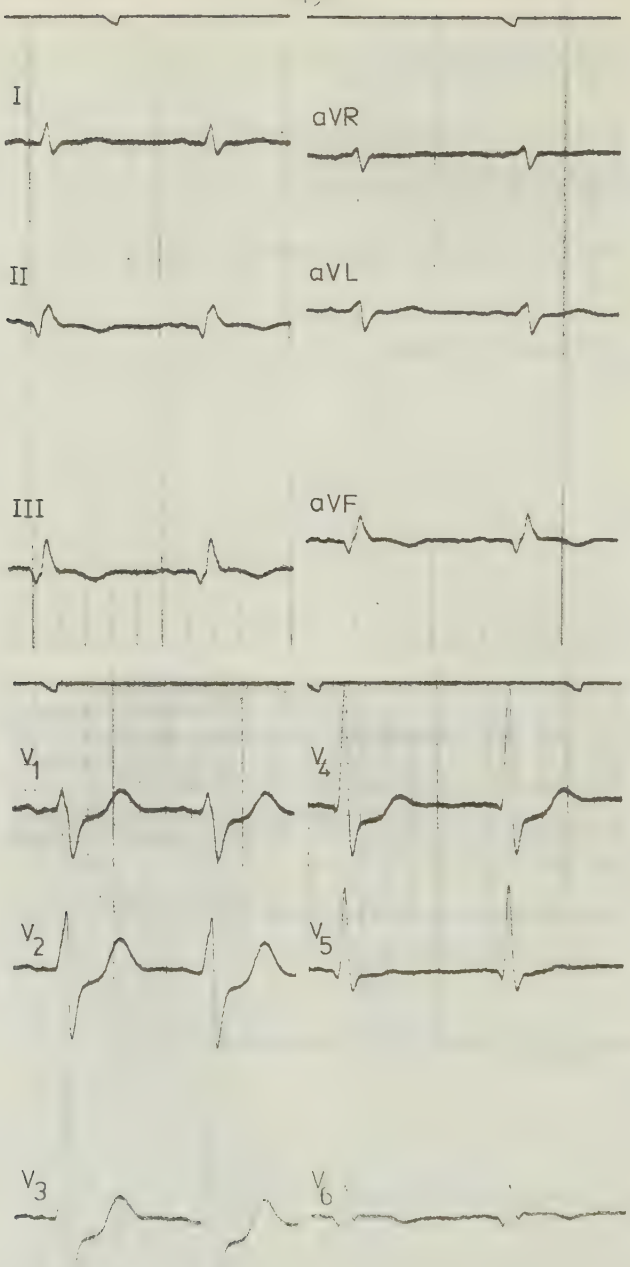
Diagnose: Hinterwandinfarkt im akuten Stadium.

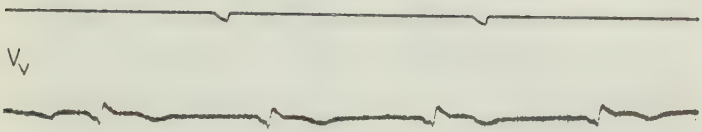

HWJ ok SI.
I
aVR
II
aVL
III
aVF
V1
V4
V2
V5
V3
V6



Beispiel 6: Pat. S. E.
Tiefes und plumpes Q in den Ableitungen III und aVF, deutliche ST-Hebung in II, III und aVF, beginnende terminale T-Negativierung in den Ableitungen II, III und aVF.
Alle Formmerkmale sind auch in der Ableitung V_v zu erkennen.

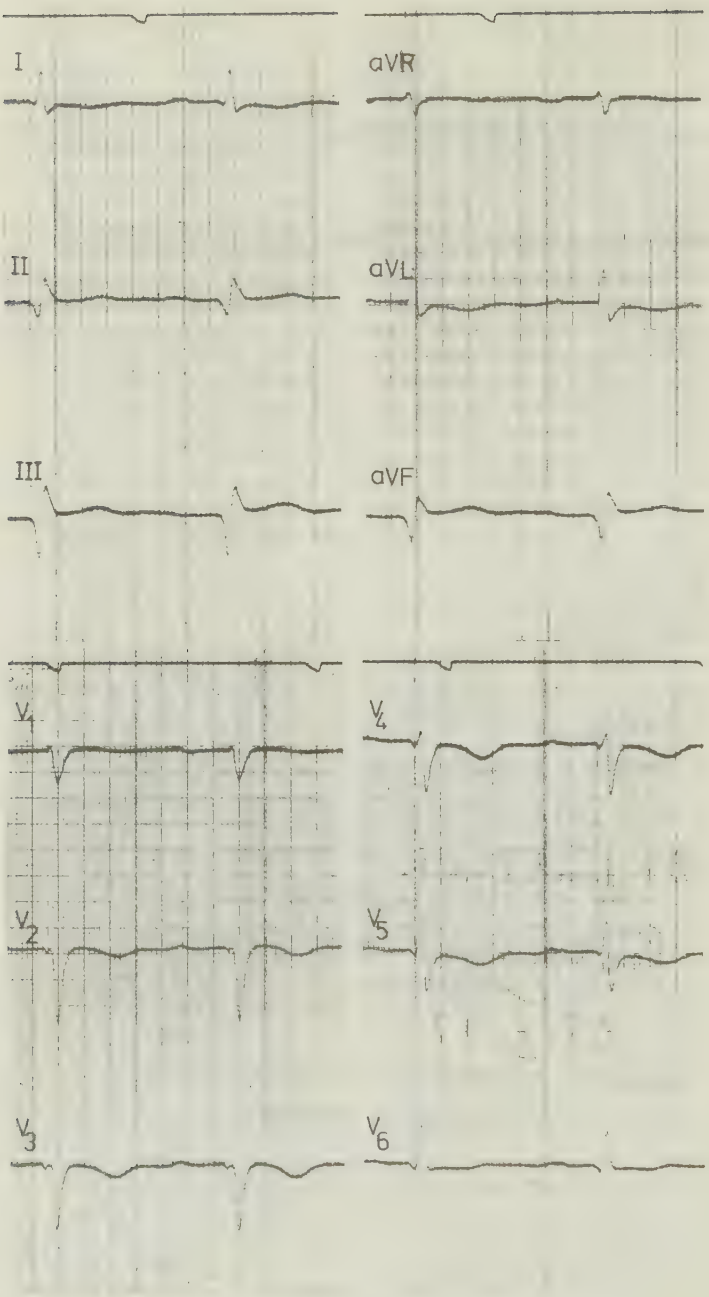
Diagnose: subakuter Hinterwandinfarkt.

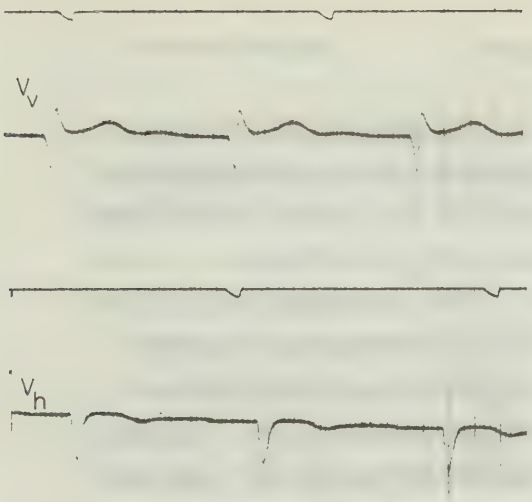

I
aVR
II
aVL
III
aVF
V1
V4
V2
V5
V3
V6



Beispiel 7: Pat. T. J.
Plumpes Q in den Ableitungen II, III, aVF, ST in den Ableitungen II, III und aVF leicht nach oben konvex gehoben, T terminal negativ in den Ableitungen II, III und aVF.
Die Ableitung V_V zeigt ebenfalls alle typischen Infarktmerkmale.

Diagnose: ausgedehnter Hinterwandinfarkt im subakuten bis reaktiven Stadium.


I
II
III
aVR
aVL
aVF
V1
V2
V3
V4
V5
V6



Beispiel 8: Pat. L. W.
Tiefes Q in den Ableitungen II, III und aVF, R-Reduktion in V_1 bis V_4, ST-Elevation in II, III und aVF, T terminal negativ in V_2 bis V_5.
Während die Ableitung V_v die charakteristischen Veränderungen des Hinterwandinfarktes wiedergibt, finden sich in V_h die Formmerkmale des Vorderwandinfarktes.

Diagnose: frischer Hinterwandinfarkt, Vorderwandinfarkt im reaktiven Stadium.

F. Ergebnisse

Bei den 46 Infarktfällen, die zur vergleichenden Untersuchung herangezogen wurden, handelte es sich um 3 Frauen und 43 Männer unterschiedlicher Altersstufen.
Die Männer hatten siebzehnmal einen Infarkt im Bereich der diaphragmalen Hinterwand, die Frauen einen. Von 28 Vorderwandinfarkten der Anteroseptalregion entfielen 26 auf die männlichen und 2 auf die weiblichen Patienten.
Bei der anschließenden Betrachtung der Ableitungen V_v bzw. V_h auf infarktspezifische Formmerkmale ergaben sich 46 (= 100 %) positiv richtige Befunde.
Falsch negative Befunde wurden nicht ein einziges Mal erhoben.
Es ist somit festzustellen, daß bezüglich der Infarktschnelldiagnostik dieses einfache Ableitungssystem keine schlechteren Ergebnisse lieferte als das konventionelle EKG mit 12 Ableitungen.

G. Zusammenfassung

Vorgestellt wurde ein neuartiges Ableitungssystem mit zwei benachbarten Brustwandelektroden zur schnellen und frühen Diagnostik von Myokardinfarkten bestimmter Lokalisation.
Es fußt auf theoretischen Überlegungen, die bei den bisher bekannten Ableitesystemen nicht angewandt wurden. Seine praktische Tauglichkeit hat es bei der ersten klinischen Anwendung unter Beweis gestellt.
Konzipiert wurde dieses Ableitesystem für ein Kleinkardioskop mit einem bestimmten vorgegebenen Elektrodenabstand. Mit auf der Thoraxwand fest angebrachten Elektroden kann es auch zur Dauerüberwachung von Infarktpatienten nützlich sein. Infarktrezidive lassen sich sofort erkennen.
Wir hoffen, daß dieses System als "screening" Eingang in die Diagnostik finden kann.

Literaturverzeichnis

1. Abel, H. Arch. f. Kreislaufforsch. 37:168 (1962)

2. Abildskov, J. A., Hisey, B. L., Ingerson, W. E. Am. Heart J. 55:104 (1958)

3. Abramson, H. Canad. M. A. J. 89:47 (1963)

4. Adolph, N. et al. "Einführung in die Elektronik" Köln 1972

5. Am. Heart Ass., Report of Commitee on ECG Circ. 35:583 (1967)

6. Böckh, E. M. und Schäfer, H. 41:310 (1952)

7. Brody, D. A. et al. Am. Heart J. 45:263 (1953)

8. Brody, D. A. et al. Am. Heart J. 48:730 (1954)

9. Brody, D. A. et al. J. Appl. Physiol. 6:745 (1954)

10. Brody, D. A. et al. Am. Heart J. 51:211 (1956)

11. Burch, G. E., Horan, L. Circ. 13:360 (1956)

12. Burch, G. E., Horan, L., Cronwich, J. A. Circulation 18:325 (1958)

13. Burger, H. C. et al. Brit. Heart J. 8:157 (1946)

14. Burger, H. C. Brit. Heart J. 9:154 (1947)

15. Burger, H. C. et al. Am. Heart J. 48:249 (1954)

16. Burger, H. C. et al. Am. Heart J. 49:581 (1956)

17. Burger, H. C. et al. Am. Heart J. 67:512 (1964)

18. Castellanos Jr., A. Proc. Long Island Jewish Hosp. Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

19. Coucet, P. et al. Am. J. of Card. 17:171 (1966)

20. Duchosal, P. W. et Grosgurin, J. R. Circ. 5:237 (1952)

21. Einthoven, W. Pflügers Arch. 122:517 (1908)

22. Frank, E. et al. Circulation, 9:724 (1954)

23. Frank, E. et al. Circulation, 9:555 (1954)

24. Frank, E. Circulation 12:406 (1955)

25. Frank, E. Am. Heart J. 49:670 (1955)

26. Gardberg, M. Circ. 9:563 (1954)

27. Giegler, I. Das Dt. Gesund.wesen 22:241 (1967)

28. Gillmann, H. "Einführung in die vektorielle Deutung des EKG" - Darmstadt 1954

29. Graf, W. et al. Proc. Long Island Jewish Hosp. Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

30. Hauss, W. H. et al. Fortschr. d. Med. 87:972 (1969)

31. Helm, R. A. Am. Heart J. 49:135 (1955)

32. Heinecker, R. "EKG-Fiebel" Stuttgart 1973

33. Hoffmann, I. et al. Circ. 29:562 (1964)

34. Hoffmann, I. et al. Am. Heart J. 70:295 (1965)

35. Holzmann, M. Z. f. Kreislaufforsch. 40:660 (1951)

36. Holzmann, M. "Klinische Elektrokardiographie" (1965)

37. Hort, W. "Heidelberger Taschenbücher" (1969)

38. Hugenholtz, P. G. et al. Circ. 24:808 (1961)

39. Hugenholtz, P. G. et al. Circ. 24:825 (1961)

40. Jouve, A. et al. Arch. Mal. Coeur 45:30 (1952)

41. Jouve, A. et al. Arch. Mal. Coeur 45:461 (1952)

42. Kawel, H. G. Inaug. Diss. Berlin 1971

43. Köhler, J. A. Herz/Kreislauf 4:193 (1972)

44. Kowarzyk, H. Verhandl. d. 6. Internat. Coll. vectorcardiographicum - Leipzig 1965

45. Kronschwitz, H. Der Anästhesist 13:170 (1964)

46. Kronschwitz, H. Z. f. Praktische Anästhesie und Wiederbelebung 1:335 (1966)

47. Kronschwitz, H. Der Chirurg 41:359 (1970)

48. Kronschwitz, H. diagnostik 4:396 (1971)

49. Lemmerz, A. H. et al. "Cor-Informationen für die kardiologische Praxis" Hamburg 1964

50. Lemmerz, A. H. "Die Deutung des EKG" Karlsruhe 1964

51. Lemmerz, A. H. "Das orthogonale EKG-Ableitungssystem nach Frank im Routinebetrieb" Basel - München - Paris - London - New York - Sidney 1973

52. Lempert, G. L. Internationales Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

53. Levine, R. B. et al. Am. Heart J. 45:500 (1963)

54. Libanoff, A. J. et al. A. J. of Card. 12:772 (1963)

55. Libanoff, A. J. Am. J. of Card. 14:339 (1964)

56. Lichtlen, P. Internationales Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

57. Lichtlen, P. "Klinische Vektor-Elektrokardiographie" Berlin - Heidelberg - New York 1969

58. Lick, R. F. et al. Münchner Med. Wochenschrift 111:361 (1969)

59. Marfeld, A. F. "Moderne Elektronik und die Praxis der Elektronik" Berlin 1971

60. Mayer, J. W. et al. Circ. 24:991 (1961)

61. Mayer, J. W. et al. Am. J. of Card. 11:613 (1963)

62. Mayer, R. Internationales Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

63. Mc. Caughan, D. et al. Circ. 24:992 (1961)

64. Meyer et Herr, Arch. Mal. Coeur 41:325 (1948)

65. Moore, S. R. et al. Am. Heart J. 51:405 (1956)

66. Moreira, J. A. Am. Heart J. 49:880 (1955)

67. Oberwittler, W. Med. Welt 18:607 (1967)

68. Okada, R. H. Am. Heart J. 51:489 (1956)

69. Pezold, F. A. "Internistische Intensivmedizin kardiologischer Erkrankungen" Berlin 1971

70. Pipberger, H. V. et al. Am. J. Med. 25:539 (1958)

71. Pipberger, H. V. Arch. Kreisl.forsch. 29:58 (1959)

72. Pipberger, H. V. et al. Proc. Long Island Jw. Hosp. Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

73. Pipberger, H. V. Circ. 35:536 (1967)

74. Portheine, H. Arch. Kreisl.forsch. 28:56 (1958)

75. Portheine, H. Arch. Kreisl.forsch. 29:31 (1959)

76. Portheine, H. Internat. Coll. vectorcardiogr. Leipzig 1965

77. Portheine, H. Internat. Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

78. Sangiorgi, M. Internat. Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

79. Sayers, B. Mc. A. et al. Am. Heart J. 49:323 (1955)

80. Schaefer, H. Pflügers Arch. 255:251 (1952)

81. Schaffer, A. Am. Heart J. 51:588 (1956)

82. Schaub, F. A. "Grundriss der klinischen Elektrokardiographie" 1965

83. Schubert, E. Z. inn. Med. 19:17 (1964)

84. Schubert, E. Internat. Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

85. Schuhfried, F. Internat. Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967

86. Selvester, R. Proc. Long Island Jewish Hosp. Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

87. So, C. S. "Der Herzinfarkt im Elektrokardiogramm" München - Berlin - Wien 1972

88. Sodi Pallares, D. Am. Heart J. 51:647 (1956)

89. Stallmann, F. W. Arch. f. Kreisl.forsch. 25:291 (1957)

90. Waller, A. D. Brit. Med. 2:751 (1889)

91. Wechselberger, F. Fortschritte der Medizin 82:395 (1964)

92. Wenger, R. "Klinische Vektorkardiographie" Darmstadt 1969

93. Williams, C. Proc. Long Island Jewish Hosp. Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

94. Williams, H. B. 1911, zitiert nach Lempert, G. L. 103

95. Wilson, F. N. et al. Am. Heart J. 33:594 (1947)

96. Wilson, F. N. et al. Am. Heart J. 37:493 (1949)

97. Wolff, R. et al. Proc. Long Island Jewish Hosp. Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

Herrn Priv. Doz. Dr. med. habil. J. A. Schneider danke ich für die Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. H. G. Kawel für sein immer offenes Ohr und die kritischen Anregungen.

Nicht zuletzt möchte ich unserer EKG-Schwester Marianne Heinrich danken, die mit ihrem Arbeitseinsatz einen wesentlichen Beitrag zur Dokumentation leistete.

Lebenslauf

Als zweiter Sohn des Prokuristen Erich Finkewitz und seiner Ehefrau Helene wurde ich am 21. Januar 1941 in Luckenwalde geboren. Hier besuchte ich Grund- und Oberschule und legte 1959 das Abitur ab. Aus politischen Gründen wurde mir ein Studium in der DDR verwehrt. Ich ging deshalb nach Westberlin und nahm an einem einjährigen Abiturergänzungslehrgang teil. 1960 erhielt ich die Anerkennung meines in Luckenwalde erworbenen Reifezeugnisses. 1961 wurde ich in Luckenwalde von den Absperrmaßnahmen überrascht; dennoch gelang es mir kurze Zeit später, nach Westberlin zu kommen. Hier begann ich auch das Medizinstudium, war aber schon zwei Jahre später gezwungen, das Studium für eineinhalb Jahre zu unterbrechen. In Bonn nahm ich das Studium wieder auf und legte 1966 an der Rheinischen Friedrich Wilhelms-Universität die ärztliche Vorprüfung ab. Seit 1967 studierte ich wieder in Berlin. 1970 bestand ich das Medizinische Staatsexamen an der Freien Universität. 1970/71 war ich als Medizinalassistent im Städtischen Humboldt-Krankenhaus tätig. Seit meiner Approbation am 1. März 1971 arbeite ich als chirurgischer Assistent im Städtischen Humboldt-Krankenhaus.